



①⑨ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ Übersetzung der
europäischen Patentschrift

⑤① Int. Cl.⁵:
F 04 B 43/12

⑧⑦ EP 0 458 910 B1

⑩ DE 690 10 194 T 2

| | | |
|----|---|----------------|
| ②① | Deutsches Aktenzeichen: | 690 10 194.5 |
| ⑧⑥ | PCT-Aktenzeichen: | PCT/US90/02336 |
| ⑧⑥ | Europäisches Aktenzeichen: | 90 907 702.6 |
| ⑧⑦ | PCT-Veröffentlichungs-Nr.: | WO 91/09229 |
| ⑧⑥ | PCT-Anmeldetag: | 30. 4. 90 |
| ⑧⑦ | Veröffentlichungstag der PCT-Anmeldung: | 27. 6. 91 |
| ⑧⑦ | Erstveröffentlichung durch das EPA: | 4. 12. 91 |
| ⑧⑦ | Veröffentlichungstag der Patenterteilung beim EPA: | 22. 6. 94 |
| ④⑦ | Veröffentlichungstag im Patentblatt: | 15. 12. 94 |

DE 690 10 194 T 2

③⑩ Unionspriorität: ③② ③③ ③①
14.12.89 US 451269

⑦③ Patentinhaber:
Baxter International Inc., Deerfield, Ill., US

⑦④ Vertreter:
Popp, E., Dipl.-Ing.Dipl.-Wirtsch.-Ing.Dr.rer.pol.,
Pat.-Anw.; Sajda, W., Dipl.-Phys., Rechtsanw.;
Bohnenberger, J., Dipl.-Ing.Dr.phil.nat.; Reinländer,
C., Dipl.-Ing. Dr.-Ing.; Kruspig, V., Dipl.-Ing.;
Kockläuner, R., Dipl.-Chem. Dr., 80538 München;
Bolte, E., Dipl.-Ing.; Möller, F., Dipl.-Ing.; Heiland, K.,
Dipl.-Ing., Pat.-Anwälte; Dettmann, F., Dr. jur., 28209
Bremen; Grau, M., Rechtsanwälte, 1000 Berlin

⑧④ Benannte Vertragstaaten:
BE, DE, FR, GB, IT, NL, SE

⑦② Erfinder:
D'SILVA, Edmund, D., Highland Park, IL 60035, US

⑤④ PRÄZISIONSPERISTALTIKPUMPE.

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patentamt inhaltlich nicht geprüft.

DE 690 10 194 T 2

1

5

Die Erfindung betrifft allgemein peristaltische Pumpen und speziell die Verbesserung der Genauigkeit von solchen peristaltischen Pumpen.

10

Die Verabreichung von intravenösen Fluiden an einen Patienten ist im Stand der Technik wohlbekannt. Charakteristisch wird eine Lösung wie etwa Kochsalz-, Glucose- oder Elektrolytlösung in einem Glasbehälter oder flexiblen Behälter der Veneneinstichstelle eines Patienten durch ein Stück flexiblen Kunststoffschlauch, etwa einen Polyvinylchlorid- bzw. PVC-Schlauch, zugeführt. Die Durchflußrate des Fluids wird von einer Rollenklemme bestimmt, die eingestellt wird, um das Durchflußlumen des Schlauchs zu begrenzen, bis die gewünschte Durchflußrate erhalten wird.

15

20

Der Durchfluß aus dem Behälter zum Patienten kann auch anders als mit Hilfe einer Rollenklemme reguliert werden. Es wird immer üblicher, eine elektronisch gesteuerte Pumpe zu verwenden. Ein Pumpentyp, der zur Verabreichung von intravenösen Fluiden verwendet wird, ist eine peristaltische Pumpe.

25

30

Die Anwendung der peristaltischen Pumpwirkung eignet sich für das medizinische Gebiet besonders gut, weil die peristaltische Pumpwirkung außerhalb des Schlauchs, der das intravenöse Fluid trägt, aufgebracht wird. Dadurch bleibt der sterile Zustand des intravenösen Fluids in dem Schlauch erhalten, während gleichzeitig das Fluid mit einer Fortbewegungs- bzw. Vortriebskraft beaufschlagt wird. Die peristaltische Pumpwirkung kann außerdem an jeder Stelle an dem Schlauch aufgebracht werden.

35

1 Eine peristaltische Pumpe eignet sich außerdem besonders
gut, weil die Pumpe an jeder Stelle des Schlauchs anbringbar
ist, um einen Fluidvortrieb durchzuführen. Bei einem übli-
5 chen Typ einer in der Medizin verwendeten peristaltischen
Pumpe ist ein Antriebsmotor mit einer Anordnung von Nocken
verbunden, die winkelmäßig voneinander beabstandet sind. Die
Nocken treiben ihrerseits Nockenfolgeelemente an, die mit
entsprechenden Druckfingern verbunden sind. Diese Elemente
10 wirken zusammen, um den Druckfingern eine lineare Wellenbe-
wegung zu erteilen. Eine Druckplatte ist angrenzend an die
Druckfinger und im Abstand davon befestigt. Die Druckplatte
hält den Schlauch gegen die hin- und hergehenden Druckfin-
ger, um die Wellenbewegung auf den Schlauch zum Fortbewegen
15 des Fluids zu übertragen.

Ein mit peristaltischen Pumpen dieses Typs einhergehendes
Problem ist, daß sich über längere Infusionszeiträume wie
etwa 24 h oder länger der Durchmesser des Schlauchs ändern
kann. Wenn sich der Schlauchdurchmesser ändert, ändert sich
20 auch die Durchflußrate. Diese Abweichung kann aus einer Än-
derung der Temperatur des infundierten Fluids, einer Ände-
rung der Lufttemperatur im Raum, einer Abweichung des ab-
stromseitigen Drucks aufgrund des Widerstands des Patienten,
einer Änderung des aufstromseitigen Drucks von der Druck-
25 quelle sowie einem Nachlassen der Elastizität des Schlauchs
infolge der Pumpwirkung resultieren.

Ein besonders wichtiger Grund für Änderungen der Durchfluß-
rate des Fluids ist das Nachlassen der Elastizität des
30 Schlauchs. Das führt zu einer Abflachung des Schlauchs in-
folge der Pumpwirkung. Dieses Abflachen führt zu einer
Verringerung der geförderten Fluidmenge, was wiederum zu
einer Abnahme der Fluiddurchflußrate über die Zeit führt.
Man kann dies als Hysterese bezeichnen.
35

Hysterese kann manuell beseitigt werden, indem die Orien-
tierung des Schlauchs geändert wird, so daß ein anderes

1 Schlauchstück der Pumpwirkung ausgesetzt wird. Diese Lösung
ist aus mehreren Gründen nicht befriedigend. Erstens hat ein
Bewegen des Schlauchs eine Unterbrechung des Fluiddurchflus-
ses zur Folge. Außerdem muß sich eine Schwester oder son-
5 stiges Krankenhauspersonal die Zeit nehmen, den Schlauch zu
bewegen.

Eine weitere Lösung besteht darin, die Geschwindigkeit des
Motors während der Infusion nach einem vorbestimmten Plan zu
10 erhöhen. Das führt zwar zu einer verbesserten Abgabegenau-
igkeit, ist aber aus mehreren Gründen ebenfalls nicht voll-
ständig befriedigend. Erstens können geringe Abweichungen
der Schlauchweite in einer von einem Schlauchsegment zum
nächsten verschiedenen Infusionsrate resultieren. Ferner
15 zeigt jedes Schlauchsegment eine andere Rate des Elastizi-
tätsverlusts. Wenn ferner der Schlauch ersetzt oder die
Orientierung der Druckfinger an dem gleichen Schlauch ge-
ändert wird, kann das vorbestimmte Schema für die Geschwin-
digkeitserhöhung tatsächlich in einer Abnahme der Genauig-
20 keit resultieren. Schließlich berücksichtigt dieses System
nicht sonstige Gründe der Durchmesseränderung.

US-A-4 373 525 zeigt ein Verfahren und eine Vorrichtung zur
Erfassung von plötzlichen Druckänderungen in einem Schlauch,
25 durch den Fluid gefördert wird.

Es wird also eine Vorrichtung benötigt, die die Genauigkeit
des Fluiddurchflusses einer peristaltischen Pumpe dadurch
verbessert, daß die verschiedenen Faktoren, die zu einer
30 Änderung der Infusionsraten führen, berücksichtigt werden.
Die Erfindung betrifft eine solche Vorrichtung.

Die Oberbegriffe der Patentansprüche 1, 7 und 12 basieren
auf US-A-4 373 525, und die kennzeichnenden Merkmale der
35 Erfindung sind in den Kennzeichenteilen der Patentansprüche
1, 7 und 12 angegeben.

1 Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Vorrichtung
zum Verbessern der Genauigkeit des Fluiddurchflusses in
einer peristaltischen Pumpe. Es wird ein Verfahren angege-
ben, um die Geschwindigkeit des Antriebsmotors als Funktion
5 von Änderungen des kleineren Durchmessers des das Fluid füh-
renden Schlauchs zu ändern. Das Verfahren umfaßt das Messen
des kleineren Schlauchdurchmessers, Vergleichen des gemes-
senen kleineren Schlauchdurchmessers mit einem vorherge-
henden Meßwert des kleineren Schlauchdurchmessers und Ändern
10 der Motorantriebsgeschwindigkeit als eine Funktion der Än-
derung des Schlauchdurchmessers in Verbindung mit der abge-
laufenen Zeit und der gewählten Infusionsrate.

15 Es wird eine Vorrichtung angegeben, um dieses Verfahren
durchzuführen. Die Vorrichtung weist eine peristaltische
Standardpumpenvorrichtung auf, die von einem Antriebsmotor
angetrieben wird. Angrenzend an die Druckfinger ist eine
Druckplatte angeordnet, die den Schlauch zwischen der Druck-
platte und den Druckfingern festhält.

20 Die Vorrichtung weist eine Einrichtung auf, um den Durch-
messer des Schlauchs zu messen, wobei die Einrichtung bei
einer bevorzugten Ausführungsform ein linearer variabler
Differentialtransformator (LVDT) ist, der in der Druckplatte
25 der peristaltischen Pumpe angrenzend an die Druckfinger
angebracht ist. Die Meßeinrichtung weist ein Ausgangssignal
auf, das einem Mikroprozessor zugeführt wird. Der Mikropro-
zessor weist einen Vergleicher auf. Der Vergleicher ver-
gleicht den in verschiedenen Zeitabständen gemessenen klei-
30 neren Durchmesser des Schlauchs mit einem vorherigen Meßwert
des kleineren Schlauchdurchmessers, der von der Meßeinrich-
tung erhalten wurde. Der Mikroprozessor stellt die Geschwin-
digkeit des Antriebsmotors ein und ändert die Antriebsge-
schwindigkeit als eine Funktion der Änderung des kleineren
35 Schlauchdurchmessers in Verbindung mit der abgelaufenen Zeit
und der gewählten Infusionsrate.

Fig. 1 ist eine Perspektivansicht eines intravenösen Pumpensatzes, der eine peristaltische Pumpvorrichtung verwendet;

Fig. 2 ist eine schematische Darstellung einer peristaltischen Pumpvorrichtung gemäß den Prinzipien der Erfindung;

Fig. 3 ist ein Blockdiagramm der Betriebselektronik einer peristaltischen Pumpvorrichtung;

Fig. 4 ist ein Flußdiagramm eines Betriebsverfahrens nach den Prinzipien der Erfindung; und

Fig. 5 ist ein Diagramm, das die verbesserte Durchflußrate einer peristaltischen Pumpe bei Anwendung der Prinzipien der Erfindung über der Zeit zeigt.

Fig. 1 zeigt eine intravenöse Verabreichungseinrichtung unter Verwendung einer Pumpe und einer Quelle eines intravenösen Fluids wie etwa eines flexiblen Behälters. Eine Pumpe 20, die mit einem Pumpenbetätigungsmechanismus und einer Betriebselektronik (nicht gezeigt) ausgestattet ist, ist an einem IV-Ständer 22 angebracht, der auch als Halterung für den Behälter 24 mit intravenösem Fluid dient. Der Behälter 24, der charakteristisch ein Fluid 26 wie etwa Kochsalzlösung enthält, das kontinuierlich verabreicht wird, ist ebenfalls an dem Ständer 22 aufgehängt.

Ein Verabreichungsset 10 bildet eine Durchflußbahn von dem Behälter 24 zu einem Patienten über eine Pumpe 20. Das Set 10 enthält ein Segment eines flexiblen Kunststoffschlauchs 26, beispielsweise eines Polyvinylchlorid- bzw. PVC-Schlauchs.

Der Schlauch 26 ist an seinem proximalen Ende an einer Tropfkammer 28 angebracht, die wiederum über einen Dorn

1 (nicht gezeigt) an einer Auslaßöffnung 30 des Behälters 24
angebracht ist. Eine Klemmeinrichtung wie etwa eine Rollen-
klemme 32 ist an dem Schlauch 26 an einer Stelle zwischen
5 der Pumpe 20 und dem Behälter 24 positioniert. Mit dem
distalen Ende des Schlauchs 26 ist eine Einrichtung ver-
bunden, um das Set 10 an eine Venenzutrittseinrichtung wie
etwa einen Katheter oder eine Nadel (nicht gezeigt) anzu-
schließen.

10 Die Pumpe 20 weist eine angelenkte Tür 36 auf, die die Hard-
ware der peristaltischen Pumpvorrichtung abdeckt. Zum Ein-
richten der Pumpe 20 wird die Tür 36 geöffnet, der Schlauch
26 wird in die peristaltische Pumpvorrichtung eingeführt,
15 wie nachstehend im einzelnen beschrieben wird, die Tür 36
wird geschlossen, und die Pumpe 20 wird eingeschaltet. Die
Pumpe 20 definiert außerdem Öffnungen 38 an dem oberen und
dem unteren (nicht gezeigt) Außenrand der Tür 36, durch die
der Schlauch 26 verläuft, wenn die Tür 36 geschlossen ist.

20 Die Ausführungsform von Fig. 1 weist zwar eine peristalti-
sche Pumpe mit Doppelantrieb auf, aber die Verwendung jeder
Anzahl von Pumpenantrieben in einer einzelnen peristalti-
schen Pumpe ist denkbar.

25 Fig. 2 zeigt ein allgemeines Schema einer peristaltischen
Pumpvorrichtung. Ein Antriebsmotor 42 ist mit einer Vielzahl
von Nocken 44a-h über eine Antriebswelle 46 verbunden. Bei
der Ausführungsform von Fig. 2 werden acht Nocken verwendet,
aber jede Anzahl von Nocken ist bei der Erfindung denkbar.
30 Jeder Nocken 44 ist zu dem jeweils benachbarten Nocken win-
kelmäßig verlagert. Die Vielzahl von winkelmäßig verlagerten
Nocken 44a-h ist in einem Gehäuse 48 drehbar gelagert, was
die Drehung in Verbindung mit der Antriebswelle 46 ermög-
licht.

35 Eine Vielzahl von hin- und hergehenden Druckfingern 50a-h
ist vorgesehen, deren Anzahl der Anzahl Nocken 44a-h ent-

1 spricht. Jeder Druckfinger 50 wirkt mit einem entsprechenden
Nocken 44 dadurch zusammen, daß er als ein Nockenfolgeele-
ment wirkt, um den Druckfinger 50 hin- und hergehend anzu-
5 treiben. Die Drehbewegung der Antriebswelle 46 wird dadurch
in eine lineare Wellenbewegung der Vielzahl von hin- und
hergehenden Druckfingern 50a-h umgewandelt.

10 Eine Druckplatte 54' ist neben den Druckfingern 50a-h an-
geordnet und verläuft parallel zu der Achse der Nocken. Der
Schlauch 26 ist zwischen den Druckfingern 50 und der Druck-
platte 54' eingeschlossen. Die Fluidfortbewegung wird da-
durch bewirkt, daß die Druckfinger 50a-h den Schlauch 26 bei
15 der linearen Wellenbewegung, die durch die winkelmäßige
Orientierung der Nocken 44a-h aufgebracht wird, zusammen-
pressen.

20 Die Vorrichtung weist außerdem eine Einrichtung auf, um den
Durchmesser des Schlauchs 26 zu messen, die angrenzend an
die Druckfinger 50 positioniert ist. Bei einer bevorzugten
Ausführungsform ist die Meßeinrichtung ein linearer
variabler Differentialtransformator (LVDT) 54 bekannten
Typs. Ein solcher linearer variabler Differentialtrans-
formator (LVDT) 54 mißt die lineare Verlagerung und wandelt
25 sie in ein Analogsignal um. Die Verwendung anderer Arten von
Meßeinrichtungen, beispielsweise von optischen, Ultra-
schall-, hydraulischen, mechanischen oder elektrischen Ein-
richtungen, ist jedoch ebenfalls möglich.

30 Fig. 3 zeigt ein schematisches Blockbild der Steuerschaltung
einer Pumpvorrichtung. Eine bekannte Standard-Eingabetasta-
tur 100 ist vorgesehen, die dazu dient, vom Benutzer be-
stimmte Parameter der Infusion wie beispielsweise die In-
fusions-Durchflußrate, die Infusionsdauer usw. in einen
Mikroprozessor 110 einzugeben. Die vom Benutzer bestimmten
35 Parameter werden in einem im Mikroprozessor 110 vorgesehenen
RAM gespeichert. Ein Standard-Display 120 ist auf bekannte
Weise vorgesehen, das die vom Benutzer gewählten Parameter

1 anzeigt. Der Antriebsmotor 42 wird über ein Antriebssignal
gesteuert, das vom Mikroprozessor 110 erzeugt wird. Eine
Stromversorgung 130 liefert Strom an die verschiedenen
5 Komponenten.

Es wurde gefunden, daß ein hohes Maß an Genauigkeit bei der
Korrektur der Durchflußrate einer Infusionseinrichtung mit
peristaltischer Pumpe durch Anwendung von drei Variablen
erreicht werden kann: Dauer, Durchflußrate und Änderung des
10 Schlauchdurchmessers. Somit wird bei einer bevorzugten Aus-
führungsform die Einstellung des Antriebsmotors als eine
Funktion der Infusionsdauer (t), der Infusionsrate (R) und
der Änderung (ΔD) des Schlauchdurchmessers wie nachstehend
angegeben durchgeführt:

$$15 \quad A = f(t) + f(\Delta D) + f(R).$$

Die Infusionsrate wird vom Benutzer vorgewählt oder über die
Tastatur in den Mikroprozessor eingegeben. Die Infusions-
dauer wird durch im Mikroprozessor vorgesehene Mittel ge-
messen. Die Änderung des Schlauchdurchmessers wird dem
20 Mikrocomputer nach Messung durch eine Einrichtung zum Messen
des Außendurchmessers des Schlauchs zugeführt.

Bei der derzeit bevorzugten Ausführungsform ist, wie bereits
25 gesagt, die Einrichtung zum Messen des Außendurchmessers des
Schlauchs ein linearer variabler Differentialtransformator
(LVDT) 54. Das Analogsignal von dem LVDT wird in den RAM des
Mikroprozessors 110 eingegeben, um zur Erzeugung des An-
triebssignals genutzt zu werden, wie nachstehend im einzel-
nen beschrieben wird.

30 Fig. 4 ist ein Flußdiagramm eines Infusionsverfahrens nach
der Erfindung. Nach dem Einschalten der Stromversorgung
(210) zum Mikroprozessor durch den Benutzer über die Ein-
gabetastatur werden die Variablen RTDC, RBDC sowie die
35 Zeitvariable T auf Null gesetzt (212), während gleichzeitig
ein Anfangsverzögerungsperiodenzähler DLCTR auf eine vorbe-
stimmte Zahl initialisiert wird (214). Die Anfangsverzöge-

1 rung wird vorgesehen, damit anfängliche Einschwingvorgänge
 in dem Motorantriebssystem sowie im Elastizitätsverhalten
 des Schlauchs beseitigt werden. Bei der bevorzugten Ausführ-
 5 rungsform kann die Verzögerungsperiode 5 min betragen.

 Nach dem Start der Infusion (216) durch den Benutzer über
 die Eingabetastatur beginnt der Verzögerungszähler abwärts-
 zuzählen (218). Der Verzögerungszähler wird dann mit dem
 10 vorgegebenen Parameter Null verglichen (220). Wenn die
 Verzögerungsperiode abgelaufen oder DLCTR Null ist, wird von
 dem linearen variablen Differentialtransformator (LVDT) ein
 erster Durchmesserwert des Schlauchs festgestellt.

15 Um den ersten Durchmesserwert festzustellen, wird eine Mes-
 sung am oberen Totpunkt des Pumpenzyklus (222), der der
 Variablen RTDC zugeordnet ist, sowie am unteren Totpunkt des
 Pumpenzyklus (224), der der Variablen RBDC zugeordnet ist,
 vorgenommen. Der obere Totpunkt bezieht sich auf den Außen-
 20 durchmesser des Bereichs des Schlauchs, auf den die peri-
 staltische Wirkung aufgebracht wird, wenn kein Kontaktfinger
 in Kontakt mit dem Schlauch ist. Der untere Totpunkt be-
 trifft den Außendurchmesser des Schlauchbereichs, auf den
 die peristaltische Wirkung aufgebracht wird, wenn dieser
 25 Bereich des Schlauchs verschlossen ist. Es ist zwar der
 Innendurchmesser dieses Schlauchs, der die Durchflußrate des
 Fluids beeinflusst, und es ist der Außendurchmesser des
 Schlauchs, der gemessen wird, aber die Änderung der
 Schlauchdicke über die Zeit ist vernachlässigbar. Somit
 30 ergibt die Differenz zwischen dem Außendurchmesser des
 Schlauchs am oberen Totpunkt und dem am unteren Totpunkt die
 Änderung des kleineren Durchmessers des Schlauchs innen und
 außen. Während die Elastizität des Schlauchs nachläßt,
 ändert sich außerdem der ursprünglich kreisrunde Schlauch
 35 langsam von einem Kreis über eine Ellipse zu einem Oval. Der
 kleinere Durchmesser des Schlauchs wird als der kleinste
 Schlauchdurchmesser gemessen, während sich der kreisrunde
 Schlauch langsam von einem Kreis über eine Ellipse zu einem

1 Oval ändert. Die Differenz zwischen diesen Meßwerten D_t wird bestimmt (226) und in dem RAM des Mikroprozessors gespeichert.

5 Nachdem der Meßwert des kleineren Durchmessers D_t bestimmt ist, wird die Abwärtszähl-Variable HRCTR auf eine vorbestimmte Periode initialisiert (228), nach der eine neue Messung des kleineren Schlauchdurchmessers durchgeführt wird. Bei der bevorzugten Ausführungsform ist diese Abwärtszähl-Variable mit einer Stunde vorgegeben. Außerdem wird die Zeitvariable T um Eins inkrementiert (230), so daß die Anzahl von abgelaufenen Perioden unter Kontrolle ist.

15 Unmittelbar nach der Initialisierung der Abwärtszähl-Variablen HRCTR beginnt der Mikroprozessor mit dem Abwärtszählen (232). Die Abwärtszähl-Variable HRCTR wird dann mit dem vorgegebenen Parameter Null verglichen (234). Wenn die Abwärtszähl-Variable HRCTR gleich Null ist, nimmt der lineare variable Differentialtransformator (LVDT) eine
20 zweite Durchmesser-Messung des Schlauchs vor. Ein Meßwert wird wiederum am oberen Totpunkt RTDC (236) und einer am unteren Totpunkt RBDC (238) ermittelt. Der Meßwert am unteren Totpunkt RBDC wird von dem Meßwert am oberen Totpunkt RTDC subtrahiert, um einen zweiten Meßwert D_{t+1} des kleineren Schlauchdurchmessers zu bestimmen (240).
25

Wie bereits erläutert, erfolgt die Einstellung des Antriebsmotors als eine Funktion der Infusionsdauer, der Infusionsrate und der Durchmesseränderung. Daher wird die vom Benutzer vorgewählte Infusionsrate aus dem RAM ausgelesen
30 (242), während die Zeitvariable T als die Infusionsdauer genutzt wird.

35 Die Änderung ΔD des Schlauchdurchmessers wird bestimmt (246) durch Bilden der Differenz zwischen dem gemessenen Anfangsdurchmesser D_t des Schlauchs und dem zweiten gemessenen Durchmesser D_{t+1} des Schlauchs. Diese Änderung ΔD wird dann

1 von dem Mikroprozessor genutzt, um die Rate zu bestimmen,
mit der eine Neueinstellung des Antriebsmotors der peristal-
tischen Pumpe erforderlich ist, um eine relativ konstante
5 Infusionsrate beizubehalten. Bei einer bevorzugten Ausführ-
ungsform wird diese Neueinstellung (248) nach der folgenden
Formel bestimmt:

$$A/100 = -9,7 - 0,0844(T) + 12,3(\Delta D) + 0,0322(R)$$

wobei A = Neueinstellung (prozentuale Änderung),
10 T = Zeitvariable (h),
ΔD = Änderung des Schlauchdurchmessers (inches),
R = Durchflußrate (ml/h).

15 Es wurde gefunden, daß die Anwendung dieser Formel ein hohes
Maß an Genauigkeit ergibt, während gleichzeitig ein relativ
kleiner Teil des Mikroprozessorspeichers genutzt wird.

Die Variable A wird dann genutzt, um die Geschwindigkeit des
Antriebsmotors neu einzustellen (250).

20 Nachdem die Neueinstellung der Motorgeschwindigkeit erfolgt
ist, wird die Zeitvariable T mit einer oberen Zeitgrenze
verglichen (252), die als die Länge der Zeitdauer bestimmt
ist, nach der der Schlauch ausgewechselt werden sollte. Bei
einer bevorzugten Ausführungsform kann die obere Zeitgrenze
25 ungefähr 72 h betragen. Wenn die Zeitvariable T die obere
Zeitgrenze überschreitet, ertönt ein Alarm (254) in dem
Pumpendisplay und weist den Benutzer an, das IV-Set auszu-
wechseln. Wenn die obere Zeitgrenze nicht überschritten ist,
wird die Abwärtszähl-Variable HRCTR erneut initialisiert
30 (228), und die Zeitvariable T wird um Eins inkrementiert
(230) für eine zusätzliche Messung des Schlauchdurchmessers
 $D_{(t+2)}$.

35 Unmittelbar nach der Initialisierung der Abwärtszähl-
Variablen HRCTR beginnt der Mikroprozessor erneut mit dem
Abwärtszählen (232). Wenn HRCTR erneut gleich Null ist
(234), erfolgt eine neue Messung des Durchmessers $D_{(t+2)}$ des

Schlauchs durch den linearen variablen Differentialtransformator (236, 238). Diese Messung ist wiederum die Differenz (240) zwischen dem Meßwert RTDC am oberen Totpunkt und dem Meßwert RBDC am unteren Totpunkt.

Die Durchflußrate R wird erneut ausgelesen (242). Die Änderung des Schlauchdurchmessers ΔD wird bestimmt (246) durch Bilden der Differenz zwischen dem vorhergehenden Durchmessermeßwert $D_{(t+1)}$ und dem neuen Durchmessermeßwert $D_{(t+2)}$ des Schlauchs. Im allgemeinen wird die Änderung des Schlauchdurchmessers ΔD zu jedem Zeitpunkt t wie folgt berechnet:

$$\Delta D = D_{t-1} - D_t.$$

Die Änderung wird erneut von dem Mikroprozessor bestimmt (248), und die Geschwindigkeit des Antriebsmotors wird neu eingestellt (250), um eine konstante Infusionsrate gemäß der bevorzugten Formel beizubehalten. Dieser Ablauf wird wiederholt, bis die Zeitvariable T die obere Zeitgrenze überschreitet (252) und der Alarm ertönt (254), um das intravenöse Set auszuwechseln.

Das Diagramm von Fig. 5 zeigt die Steigerung der Präzision einer peristaltischen Pumpe entsprechend der Erfindung. Das Diagramm zeigt den Fehlerprozentsatz der Durchflußrate einer peristaltischen Pumpe als eine Funktion der Infusionszeit (h). Die Kurve A, ein Standard-IV-Schlauch, der als Set von Baxter Healthcare Corporation, Deerfield, Illinois 60015 zu erhalten ist, wurde für 100 h bei einer Durchflußrate von 70 ml/h beobachtet unter Verwendung einer bekannten Standardpumpe. Kurve B zeigt die Infusionsrate gemäß der Berechnung nach einer bevorzugten Formel. Wie man sieht, ergibt sich die Verbesserung des Genauigkeitsverlusts bei diesem Beispiel mit einer resultierenden Genauigkeitsverringerung von ca. 1 %.

Es versteht sich, daß für den Fachmann verschiedene Änderungen und Modifikationen der beschriebenen bevorzugten

1

Ausführungsform ersichtlich sind. Beispielsweise sind die Prinzipien der Erfindung auch bei peristaltischen Pumpen vom Rotationstyp anwendbar.

5

10

15

20

25

30

35

1

5 Patentansprüche

1. Verfahren zur Abgabe eines Fluids von einer Fluid-
quelle (24) an das distale Ende eines Schlauchs (26), der
mit der Quelle (24) verbunden ist, wobei das Verfahren auf-
weist:

10

Aufbringen einer externen Pumpwirkung auf den Schlauch
(26);

gekennzeichnet durch die folgenden Schritte:

Messen eines Durchmessers des Schlauchs (26), der der
Pumpwirkung unterliegt, nach Ablauf eines Zeitraums;

15

Vergleichen des Durchmessers des Schlauchs (26) nach
Ablauf eines Zeitraums mit einem vorhergehenden Durchmesser
des Schlauchs (26); und

Einstellen der Rate der Pumpwirkung, um eine Änderung
des Durchmessers des Schlauchs (26) zu kompensieren, um eine
annähernd konstante Infusionsdurchflußrate aufrechtzuerhal-
ten.

20

2. Verfahren nach Anspruch 1, das ferner das Wiederho-
len der Schritte (2), (3) und (4) für eine Vielfachheit von
Zeiträumen umfaßt.

25

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, wobei der Außen-
durchmesser des Schlauchs (26) gemessen wird.

30

4. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
wobei die Pumpwirkung peristaltisch ist.

35

5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
wobei die Einstellung der Rate der Pumpwirkung ferner als
eine Funktion der Infusionsdauer und der Infusionsrate
erfolgt.

1 6. Verfahren nach Anspruch 5, wobei die Einstellung der
Rate der Pumpwirkung gemäß der folgenden Formel erfolgt:

$$A/100 = -9.7 - 0.0844(T) + 12.3(\Delta D) + 0.0322(R)$$

5 wobei A die Einstellung der Motorgeschwindigkeit in Prozent,
T die Infusionsdauer in Stunden, ΔD die Änderung des
Schlauchdurchmessers in Inches und R die Infusionsrate in
Millilitern pro Stunde ist.

10 7. Vorrichtung zur Infusion von Fluid von einer Fluid-
quelle durch einen Schlauch (26) in einen Patienten, wobei
die Vorrichtung aufweist:

eine Pumpeinrichtung (20) zum Aufbringen einer Pump-
wirkung auf das Äußere des Schlauchs (26), um Fluidfortbe-
15 wegung zu bewirken;

gekennzeichnet durch

eine Meßeinrichtung (54) zum Messen des Durchmessers
des Schlauchs (26), der der Pumpeinrichtung (20) ausgesetzt
ist;

20 eine Speichereinrichtung (110) zum Speichern einer
Vielzahl von Durchmessermeßwerten des Schlauchs (26);

eine Vergleichseinrichtung (110) zum Vergleichen der
Durchmessermeßwerte des Schlauchs (26), um Änderungen des
Schlauchdurchmessers zu bestimmen; und

25 eine Einstelleinrichtung zum Einstellen der Pumpwirkung
auf das Äußere des Schlauchs (26) als eine Funktion von
Änderungen des Schlauchdurchmessers.

30 8. Vorrichtung nach Anspruch 7, wobei die Pumpeinrich-
tung eine peristaltische Pumpe (20) ist.

35 9. Vorrichtung nach Anspruch 7 oder 8, wobei die Meß-
einrichtung ein linearer variabler Differentialtransformator
(54) ist.

1 10. Vorrichtung nach Anspruch 7, 8 oder 9, wobei die
Speichereinrichtung und die Vergleichseinrichtung ein
Mikroprozessor (110) sind.

5 11. Vorrichtung nach Anspruch 7, wobei die Einstellein-
richtung eine Einrichtung zum Ändern der Geschwindigkeit der
Pumpeinrichtung (20) aufweist.

10 12. Pumpe (20) zur Infusion von Fluid durch einen
Schlauch (26) in einen Patienten, wobei die Pumpe aufweist:
eine peristaltische Pumpeinrichtung (44a-h, 50a-h), die
extern auf den Schlauch (26) einwirkt;

15 einen Antriebsmotor (42) zum Antreiben der peristalti-
schen Pumpeinrichtung (44a-h, 50a-h) mit einer Geschwin-
digkeit;

20 eine Druckplatte (54'), die angrenzend an die peristal-
tische Pumpeinrichtung (44a-h, 50a-h) vorgesehen ist, wobei
der Schlauch (26) zwischen der Druckplatte (54') und der
peristaltischen Pumpeinrichtung (44a-h, 50a-h) befestigt
ist,

gekennzeichnet durch

25 eine Meßeinrichtung (54), die in der Druckplatte (54')
vorgesehen ist, zum Messen des Durchmessers des Schlauchs
(26), auf den die peristaltische Pumpeinrichtung (44a-h,
50a-h) einwirkt; und

 eine Vergleichseinrichtung (110) zum Vergleichen der
Meßwerte des Schlauchdurchmessers, um Änderungen des Durch-
messers des Schlauchs (26) zu bestimmen; sowie

30 eine Regeleinrichtung (110) zum Regeln der Geschwindig-
keit des Antriebsmotors (42) als eine Funktion der Änderung
des Schlauchdurchmessers.

35 13. Pumpe nach Anspruch 12, wobei die Vergleichsein-
richtung ein Mikroprozessor (110) ist.

 14. Pumpe nach Anspruch 12 oder 13, wobei die Regel-
einrichtung ein Mikroprozessor (110) ist.

1

15. Pumpe nach Anspruch 12, 13 oder 14, wobei die peristaltische Pumpeinrichtung (44a-h; 50a-h) eine Anordnung von Nocken (44a-h) aufweist, die an dem Antriebsmotor (42) befestigt sind, wobei die Anordnung von Nocken (44a-h) eine Vielzahl von zusammenwirkenden Druckfingern (50a-h) antreibt.

5

10

16. Pumpe nach einem der Ansprüche 12 bis 15, wobei die Meßeinrichtung ein linearer variabler Differentialtransformator (54) ist.

15

20

25

30

35

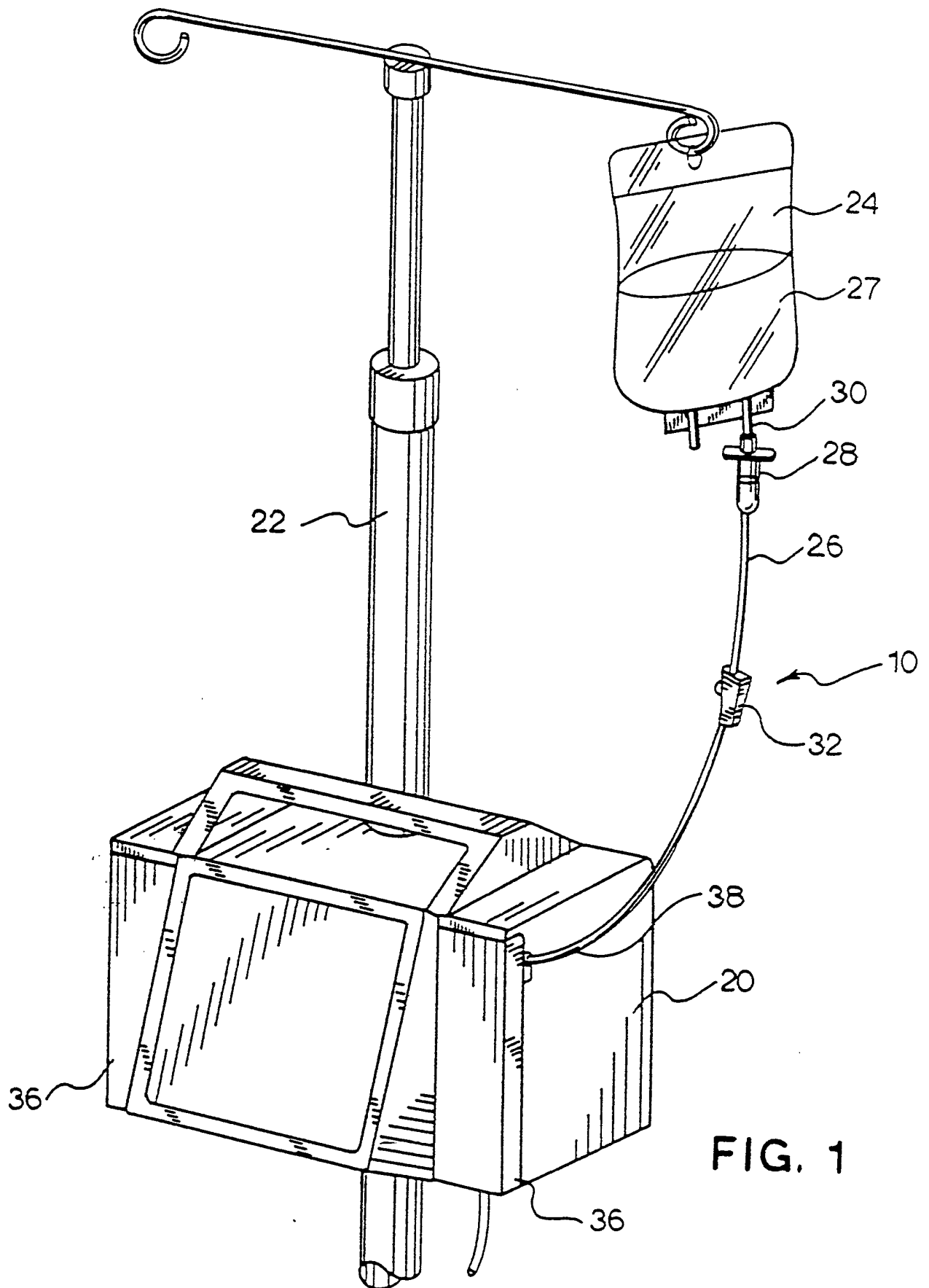
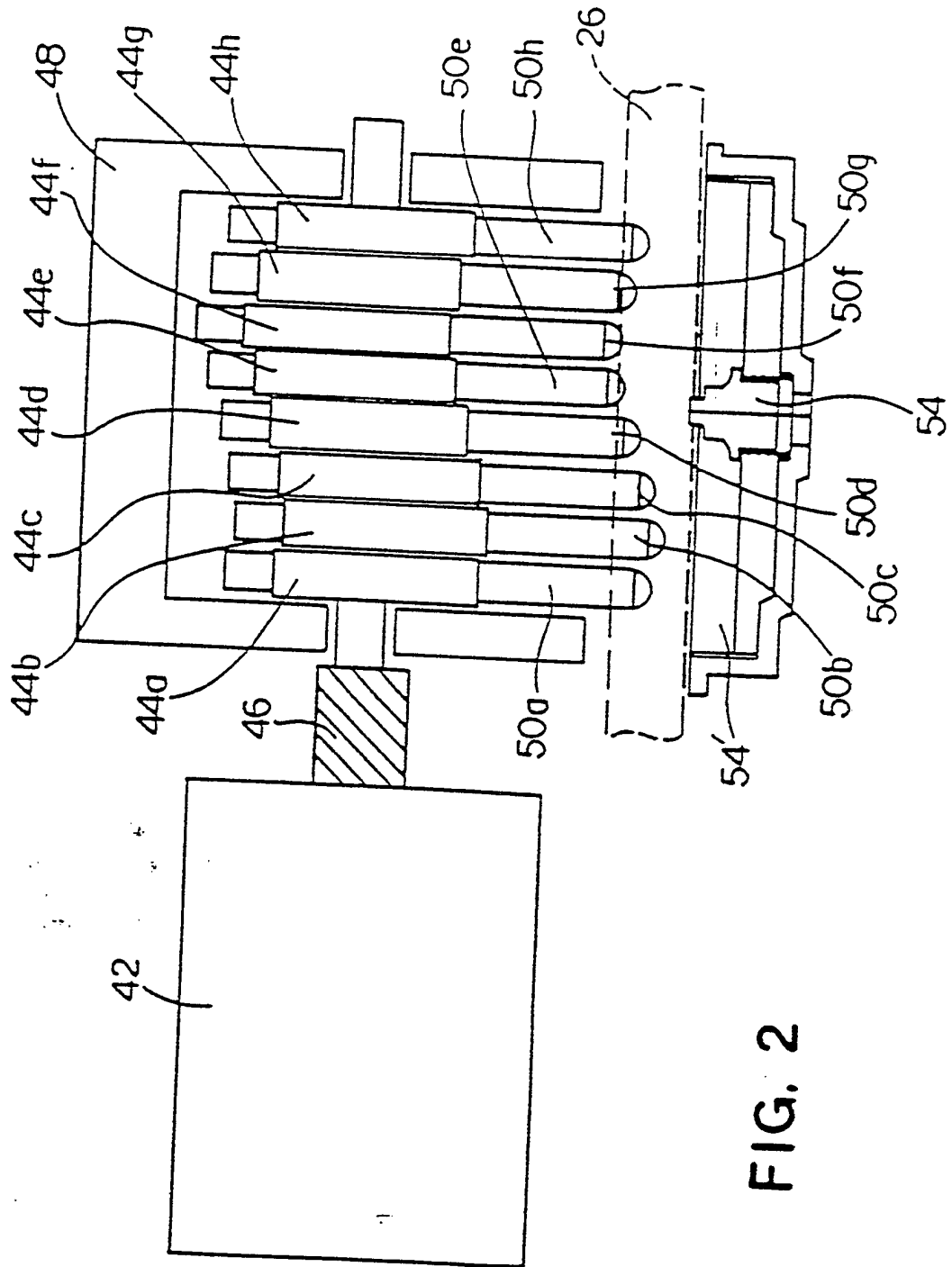


FIG. 1



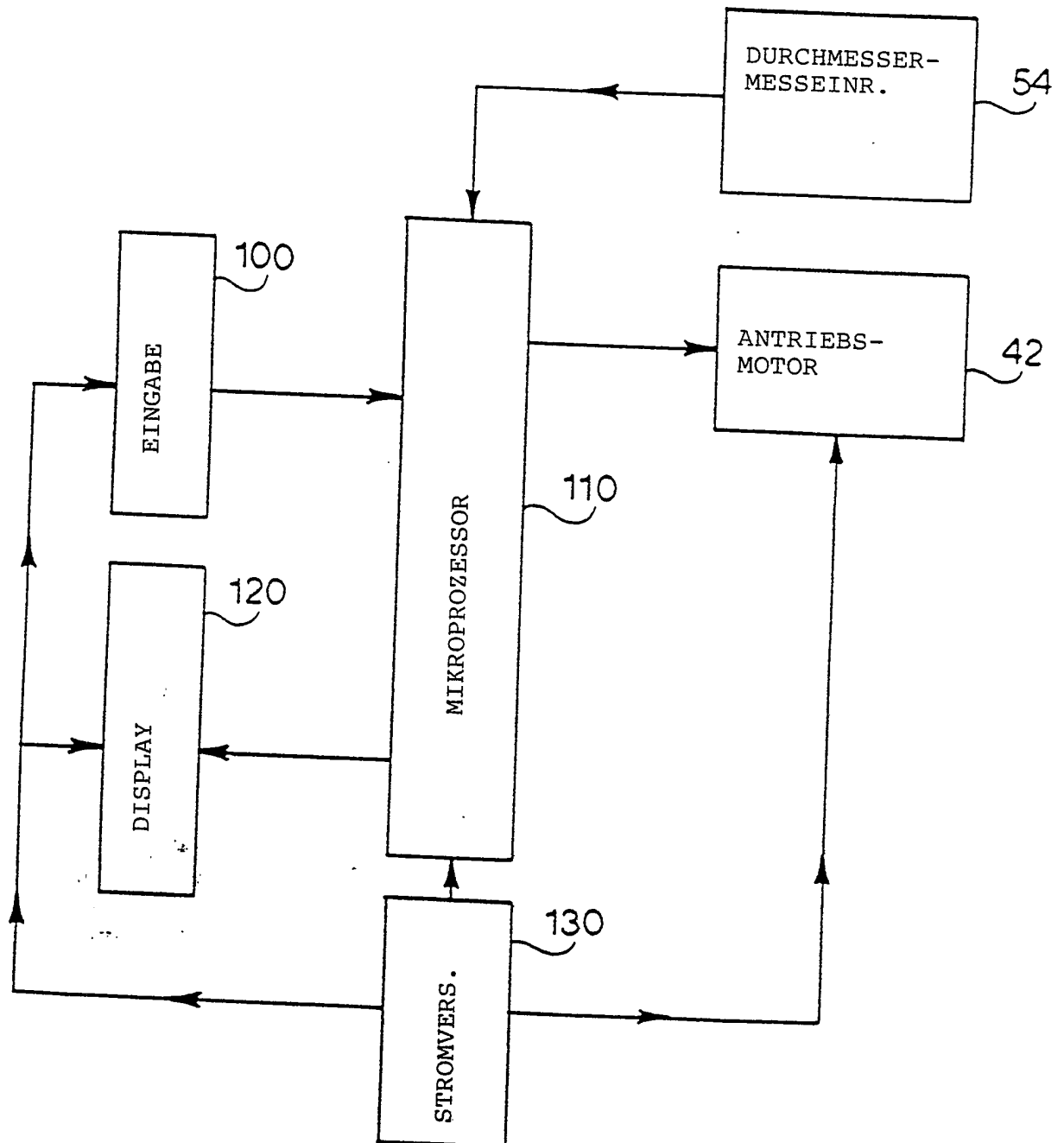
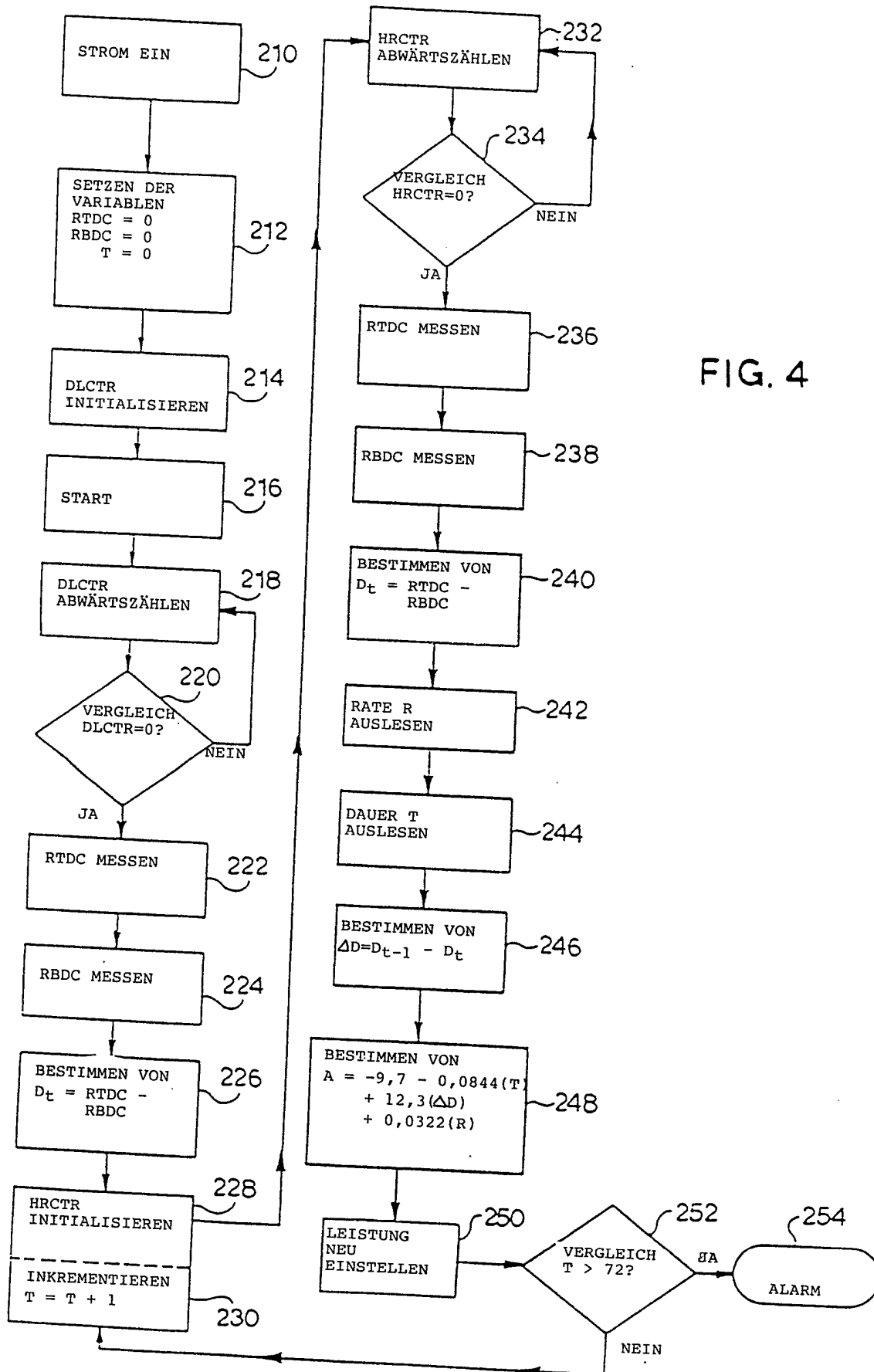


FIG. 3



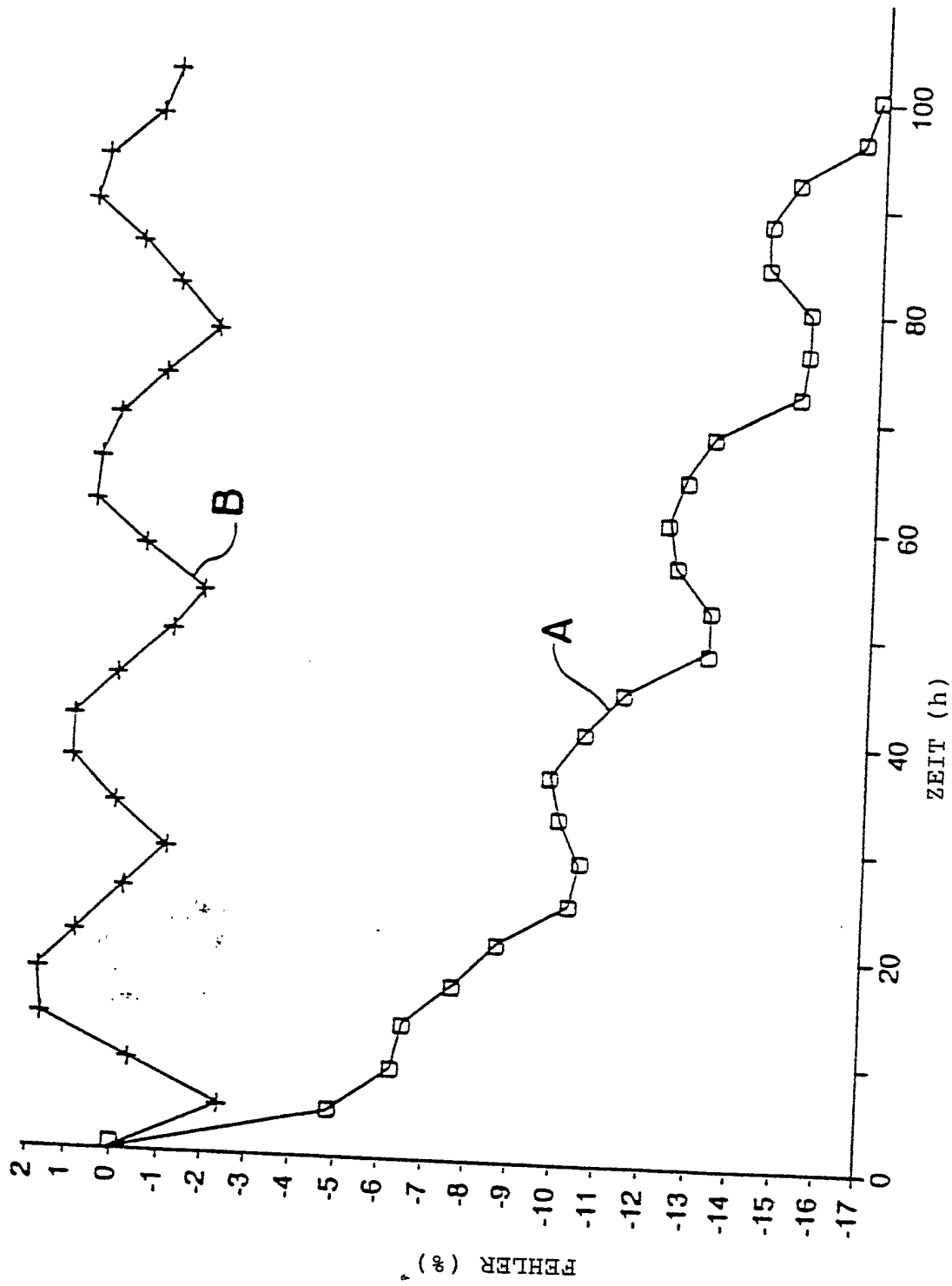


FIG. 5